

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/004173

International filing date: 10 March 2005 (10.03.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2004-073300
Filing date: 15 March 2004 (15.03.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 26 May 2005 (26.05.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 4 年 3 月 1 5 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 4 - 0 7 3 3 0 0

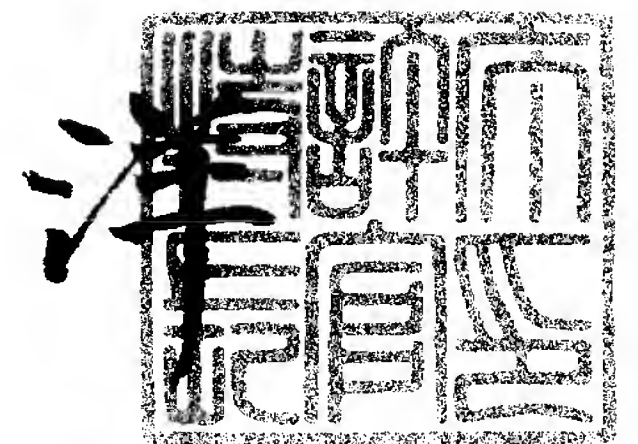
パリ条約による外国への出願
に用いる優先権の主張の基礎
となる出願の国コードと出願
番号
J P 2 0 0 4 - 0 7 3 3 0 0
The country code and number
of your priority application,
to be used for filing abroad
under the Paris Convention, is

出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

2 0 0 5 年 5 月 1 1 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



【書類名】	特許願
【整理番号】	PE29230
【提出日】	平成16年 3月15日
【あて先】	特許庁長官 殿
【国際特許分類】	A61B 8/00
【発明者】	
【住所又は居所】	東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
【氏名】	押木 光博
【発明者】	
【住所又は居所】	東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
【氏名】	篠村 隆一
【特許出願人】	
【識別番号】	000153498
【氏名又は名称】	株式会社日立メディコ
【代理人】	
【識別番号】	100098017
【弁理士】	
【氏名又は名称】	吉岡 宏嗣
【手数料の表示】	
【予納台帳番号】	055181
【納付金額】	21,000円
【提出物件の目録】	
【物件名】	特許請求の範囲 1
【物件名】	明細書 1
【物件名】	図面 1
【物件名】	要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲

【請求項 1】

超音波撮像により取得した画像データが格納される記憶手段と、

前記記憶手段から読み出した画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得し、前記輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する設定手段と、

前記内膜基準点又は前記外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段と、

前記内膜基準点に基づいて抽出された画素により形成される領域の前記内腔側の境界と、前記外膜基準点に基づいて抽出された画素により形成される領域の前記内膜基準点側の境界との距離を演算する演算手段を備えてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記設定範囲は、前記内膜基準点の輝度から前記内腔に相当する設定領域の平均輝度までの範囲、又は前記外膜基準点の輝度から前記外膜基準点と前記内膜基準点との間に相当する設定領域の平均輝度までの範囲とすることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【技術分野】

【0001】

IMTを計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、探触子を介し被検体との間で超音波を送受波し、被検体から発生する反射エコー信号に基づき超音波像（例えば、Bモード像）を再構成して画像データを取得するものである。このような超音波診断装置において、動脈硬化や血管性疾患などを早期に発見するために、血管壁の内膜中膜複合体厚（以下、IMT：Intima Media Thickness）を計測することが行われる。血管壁は、血液が流れる内腔側から順に血管の内膜、中膜、外膜の三層構造に形成されている。IMTとは、内膜の厚みと中膜の厚みの和であり、内膜の内壁から外膜の内壁までの距離である。

【0003】

このようなIMTを計測する超音波診断装置としては、例えば、画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得し、その輝度分布の最大輝度を有する極大点を外膜基準点Aと設定する。また、外膜基準点Aから内腔側に現れる第2の極大点を内膜基準点Bと設定する。そして、内膜基準点Bから内腔側に現れる極小点Cを内膜の内壁とすると共に、外膜基準点Aと、外膜基準点Aと内膜基準点Bとの間の最小輝度を有する点Dとの中間点を外膜の内壁とすることにより、IMTを計測することが行われる（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

【特許文献1】 特開平11-318896号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の技術では、画像データの輝度分布において内膜基準点から内腔側に極小点Cが明瞭に現れない場合がある。また、外膜基準点Aと最小輝度を有する点Dとの中間点を外膜の内壁位置とすることは、臨床結果などから得られた経験則に基づくものであるが、被検体にはそれぞれ個体差があるため、必ずしも的確にIMTを計測することができない場合がある。これらのことから、IMT計測の精度を向上させることが要望されている。

【0006】

本発明の課題は、IMT計測の精度を向上させた超音波診断装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、超音波撮像により取得した画像データが格納される記憶手段と、記憶手段から読み出した画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得し、輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する設定手段と、内膜基準点又は外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段と、内膜基準点に基づいて抽出された画素により形成される領域の内腔側の境界と、外膜基準点に基づいて抽出された画素により形成される領域の内膜基準点側の境界との距離を演算する演算手段を備えてなることを特徴とする。

【0008】

すなわち、血管の内腔の音響インピーダンスに比べて内膜の音響インピーダンスは比較的大きいことから、画像データの内腔の画素と内膜の画素の輝度差が大きくなる。また、血管の中膜の音響インピーダンスに比べて外膜の音響インピーダンスは比較的大きいこと

から、画像データの中膜の画素と外膜の画素の輝度差も大きくなる。

【 0 0 0 9 】

したがって、抽出すべき画素の輝度の設定範囲を適切に設定すれば、内膜や外膜に対応する画素を抽出することができるから、内膜の内腔側の境界や、外膜の中膜側の境界を的確に検出することが可能になる。その結果、検出された境界間の距離を演算することにより、IMTを精度よく計測することができる。

【 0 0 1 0 】

この場合において、例えばノイズなどに起因して輝度分布の内腔側に複数の極大点が現れるとき、内腔側に近い極大点であって輝度勾配が最も大きな点を内膜基準点とするのが望ましい。これにより、内膜基準点を内膜に適切に設定することができる。なお、内腔側に近い極大点とは、最大輝度を有する極大点を外膜基準点と設定したとき、その外膜基準点よりも内腔側に位置する極大点である。

【 0 0 1 1 】

また、内膜や外膜に対応する画素により形成される領域を抽出するための領域抽出法として、リージョングrowing（Region Growing）法を用いることができる。リージョングrowing法とは、抽出すべき画素により形成される領域内に基準点を設定し、その基準点の輝度との輝度差が設定範囲に属する画素を抽出するものである。したがって、IMTを計測する場合、画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する。そして、各基準点の輝度との輝度差が設定範囲に属する画素を抽出することにより、内膜に対応する画素により形成される領域や、外膜に対応する画素により形成される領域を抽出することができる。

【 0 0 1 2 】

また、設定範囲は、内膜基準点の輝度から内腔に相当する設定領域の平均輝度までの範囲、又は外膜基準点の輝度から外膜基準点と内膜基準点との間に相当する設定領域の平均輝度までの範囲と設定するのが望ましい。これにより、被検体ごとに範囲が設定されることになるから、被検体に個体差があるときでも、IMTを精度よく計測することができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、IMT計測の精度を向上させた超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

（第1の実施形態） 本発明を適用した超音波診断装置の第1の実施形態について図1ないし図6を参照して説明する。本実施形態は、超音波像に対し領域抽出法としてリージョングrowing法を適用することによりIMT（内膜中膜複合体厚）を計測する一例である。図1は、本実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【 0 0 1 5 】

図1に示すように、超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する探触子10と、探触子10の駆動信号を生成すると共に探触子10から出力される反射エコー信号を受信して処理する送受信部12を備えている。また、送受信部12から出力される反射エコー信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換部14（以下、AD変換部14という。）と、AD変換部14から出力される反射エコー信号を整相加算する整相加算部16が設けられている。さらに、整相加算部16から出力される反射エコー信号に基づき超音波像を再構成する画像構成部18と、画像構成部18により再構成された超音波像を記憶する記憶手段20（以下、画像メモリ20という。）と、画像メモリ20から読み出される超音波像を表示する表示部22などを備えている。

【 0 0 1 6 】

また、各構成部を制御する制御部24が設けられている。制御部24は、画像メモリ2

0 から読み出した超音波像に基準点などを設定する設定手段 26 と、設定された基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段 28 と、抽出された複数の画素により形成される領域の境界の座標データに基づいて I M T を演算する演算手段 30 を有して構成されている。なお、制御部 24 に操作卓 32 を介してパラメータなどが入力されるようになっている。

【0017】

このように構成される超音波診断装置 1 の基本動作について説明する。被検体に探触子 10 を接触させる。次いで、制御部 24 の指令に応じて、送受信部 12 から探触子 10 に駆動信号が供給される。これによって、探触子 10 から例えば頸動脈に超音波が送波される。頸動脈の血管により反射された超音波は、探触子 10 に反射エコー信号として受波される。受波された反射エコー信号は、送受信部 12 により増幅処理などが施される。送受信部 12 から出力される反射エコー信号は、A D 変換部 14 によりデジタル信号に変換された後、整相加算部 16 により整相加算処理が施される。整相加算された反射エコー信号は、画像構成部 18 により検波などが施されることによって超音波像（例えば、B モード像）として再構成される。再構成された超音波像は、画像データとして画像メモリ 20 に記憶される。記憶された超音波像は、制御部 24 の指令に応じて読み出されることによって表示部 22 に表示される。

【0018】

このような超音波診断装置においては、動脈硬化や血管性疾患などを早期に発見するために、血管壁の I M T を計測することが行われる。血管壁は、後述するように、血液が流れる血管内腔側から順に血管の内膜、中膜、外膜の三層構造に形成されている。I M T とは、内膜の厚みと中膜の厚みの和であり、内膜の内壁と外膜の内壁との距離である。本実施形態では、超音波像に対し領域抽出法としてリージョングロウイング法を適用することにより、内膜の内壁に相当する境界と外膜の内壁に相当する境界を的確に検出して I M T の計測精度を向上させている。

【0019】

ここで、本発明の特徴である I M T の計測処理について図 2 ないし図 6 を参照して説明する。図 2（A）は、頸動脈の血管壁の厚み方向の断面図を示す超音波像である。図 2（B）は、図 2（A）の血管壁の厚み方向の輝度分布であり、縦軸は深度、横軸は輝度値を示している。

【0020】

図 2（A）に示すように、頸動脈は、血液が流れる内腔 40 を環状に取り囲む血管壁により形成されている。血管壁は、内腔 40 側から順に血管の内膜 42、中膜 44、外膜 46 の 3 層構造に形成されている。ここで、内膜 42 の厚みと中膜 44 の厚みを足したものを I M T 48 と称している。なお、I M T 48 は、血管の外膜内壁に対し垂直となる直線上の内膜 42 と中膜 44 の厚みの和と定義している。また、説明の便宜のため、被検体の体表に接触させた探触子 10 に近い側の血管壁をニヤウォール（Near Wall）と称し、探触子 10 に遠い側の血管壁をファーウォール（Far Wall）と称する。

【0021】

図 3 ないし図 6 は、ファーウォールの I M T 計測を説明するための図である。図 3 は、内膜 42 の内壁を求める処理を示すフローチャート、図 4 の上段は、図 3 の処理を表示画面で説明する図、下段は、図 3 の処理結果を示す表示例である。

【0022】

図 3 及び図 4 に示すように、制御部 24 の指令に応じ、画像メモリ 20 に記憶されている超音波像が読み出される（S102）。読み出された超音波像は、頸動脈の血管の径方向の断面図を示すものである。その超音波像に関心領域 50（以下、R O I 50 という。）が設定される（S104）。なお、R O I 50 は、操作者が表示部 22 に表示された超音波像を参照しながら操作卓 32 のマウスなどによって、ファーウォールから内腔 40 を覆うように設定される。次いで、R O I 50 内の任意の位置が操作者により指定または自動的に決定されると、その位置におけるファーウォールの厚み方向の輝度分布が取得され

る（S 1 0 6、図 2（B））。取得された輝度分布に現れる極大点のうち、内腔 4 0 側の極大点が、内膜基準点 5 4（以下、内膜 S P（Source Point）5 4 という。）として設定手段 2 6 により設定される（S 1 0 8）。ここで、例えばノイズなどに起因して輝度分布の内腔 4 0 側に複数の極大点が現れるとき、内腔側 4 0 に近い極大点であって輝度勾配が最も大きな点を内膜基準点 5 4 とすればよい。なお、内腔 4 0 側に近い極大点とは、最大輝度を有する極大点を外膜基準点 6 4 と設定したとき、その外膜基準点 6 4 よりも内腔 4 0 側に位置する極大点であり、内膜 4 2 に相当する点である。

【 0 0 2 3 】

次に、リージョン Growing 法により内膜 4 2 に対応する画素（ピクセル）を抽出するための閾値 σ_1 が設定される（S 1 1 0）。例えば、内膜 S P 5 4 よりも内腔 4 0 側に 5 ピクセル離れ、かつ内膜 S P 5 4 から血流の流れ方向に 3 ピクセル、血流の流れ逆方向に 3 ピクセルの幅を有した矩形領域 5 6 が設定される。なお、矩形のほかさまざまな形態の領域を設定してもよい。要は、内腔 4 0 に相当する位置に領域を設定すればよい。次いで、矩形領域 5 6 における画素の平均輝度 B 0 が求められる。求められた平均輝度 B 0 と内膜 S P 5 4 の輝度 B 1 の輝度差の絶対値が閾値 σ_1 として設定される。また、平均輝度 B 0 に代えて、加重平均などを用いてもよい。

【 0 0 2 4 】

そして、設定された閾値 σ_1 に基づいて、内膜 4 2 に相当する画素により形成される領域が、抽出手段 2 8 により抽出処理される。本実施形態では、領域抽出法としてリージョン Growing 法が適用される。例えば、内膜 S P 5 4 に隣接する画素について、その画素の輝度 B 2 と内膜 S P 5 4 の輝度 B 1 との輝度差の絶対値が求められ、求められた値と閾値 σ_1 が比較される（S 1 1 1）。輝度差の絶対値が閾値 σ_1 よりも小さいとき、輝度 B 2 を有する画素は内膜 4 2 に相当するものであると判断されることによって、その画素が抽出される（S 1 1 2）。なお、輝度差が閾値 σ_1 以上のとき、画素は抽出されない。要するに、画素の輝度が、平均輝度 B 0 から内膜 S P 5 4 の輝度 B 1 までの範囲に属するときに抽出されるようになっている。このような処理が、内膜 S P 5 4 を含む設定領域の各画素（i, j）に対し順次行われる。なお、i は超音波像の横軸のピクセル値、j は縦軸のピクセル値である。また、抽出処理を施す領域を超音波像全体の領域としてもよいし、ROI 5 0 や特定領域に限定してもよい。

【 0 0 2 5 】

このような S 1 1 1 と S 1 1 2 の処理によって、内膜 4 2 に対応する画素が抽出される。したがって、図 4 の下段に示すように、抽出された画素により抽出領域 5 8 が形成される。抽出領域 5 8 の内腔 4 0 側の境界が内膜 4 2 の内壁 6 0 に対応する。なお、抽出領域 5 8 や内壁 6 0 に対応する画素をカラー表示してもよい。

【 0 0 2 6 】

そして、内壁 6 0 に対応する境界は、画素単位で求められているから、その境界に対応する各画素の座標データに対し、最小 2 乗法や近似曲線化などの補間処理が施される（S 1 1 4）。補間処理が施された座標データが、内膜 4 2 の内壁 6 0 の位置データとして記憶される（S 1 1 6）。

【 0 0 2 7 】

図 5 は、外膜 4 6 の内壁を求める処理を示すフローチャート、図 6 の上段は、図 5 の処理を表示画面で説明する図、下段は、図 5 の処理結果を示す表示例である。

【 0 0 2 8 】

図 5 に示す処理は、リージョン Growing 法により輝度が設定範囲に属する画素を抽出する点で図 3 に示す処理と同様であるが、基準点や閾値の設定が異なる。例えば、ファールウォールの厚み方向の輝度分布について輝度値が最大の点の座標が、外膜基準点 6 4（以下、外膜 S P（Source Point）6 4 という。）として設定手段 2 6 により設定される（S 1 2 0、図 2（B））。

【 0 0 2 9 】

次いで、リージョン Growing 法により外膜 4 6 と中膜 4 4 との境界を求めるための

閾値 σ_2 が設定される (S 1 2 2)。例えば、図 6 に示すように、外膜 S P 6 4 と内膜 S P 5 4 との間に位置し、かつ外膜 S P 6 4 から血流の流れ方向に 3 ピクセル、および血流の流れ逆方向に 3 ピクセルの幅を有した矩形領域 6 6 が設定される。要は、中膜 4 4 に相当する位置に領域を設定すればよい。また、超音波像では、内膜 4 2 に対応する画素と中膜 4 4 に対応する画素の輝度はほとんど同じであるため、内膜 4 2 に相当する位置に矩形領域 6 6 (例えば、内膜 S P 5 4 を含む領域) を設定してもよい。次いで、矩形領域 6 6 における画素の平均輝度 C 0 が求められる。求められた平均輝度 C 0 と外膜 S P 6 4 の輝度 C 1 の輝度差が閾値 σ_2 として設定される。

【 0 0 3 0 】

そして、図 3 に示す処理と同様に、外膜 S P 6 4 を含む設定領域の画素 (i, j) に対し画素の抽出処理が行われる。例えば、抽出対象の画素の輝度と外膜 S P 6 4 の輝度 C 1 との輝度差が設定範囲に属するとき、その判定対象の画素は抽出される。ここで、設定範囲は、平均輝度 C 0 から外膜 S P 6 4 の輝度 C 1 までの範囲である。抽出された画素により形成される抽出領域 6 8 は、外膜 4 6 に相当するから、抽出領域 6 8 の内腔 4 0 側の境界の座標データに対し補間処理を施した後、その座標データは外壁 4 6 の内壁 6 2 の位置データとして記憶される (S 1 2 4)。

【 0 0 3 1 】

このような図 3 ないし図 6 に示した処理によって得られた位置データから I M T が、演算手段 3 0 により演算される。例えば、図 3 の S 1 1 6 で記憶された内膜 4 2 の内壁 6 0 の位置データと、図 5 の S 1 2 4 で記憶された外膜 4 6 の内壁 6 2 の位置データとに基づいて、内壁 6 0 と内壁 6 2 の距離が、演算手段 3 0 により求められる。なお、I M T は、血管の外膜内壁に対し垂直となる直線上であって、内膜 4 2 の厚みと中膜 4 4 の厚みの和、つまり内膜 4 2 の内壁 6 0 から外膜 4 6 の内壁 6 2 までの距離として定義されている。また、血管壁の所定位置の I M T を計測するほか、血管の血流の流れ方向における I M T の変化率などを計測してもよい。

【 0 0 3 2 】

すなわち、血管の内腔 4 0 の音響インピーダンスに比べて内膜 4 2 の音響インピーダンスは比較的大きいことから、超音波像の内腔 4 0 の画素と内膜 4 2 の画素の輝度差が大きくなる。また、血管の中膜 4 4 の音響インピーダンスに比べて外膜 4 6 の音響インピーダンスは比較的大きいことから、超音波像の中膜 4 4 の画素と外膜 4 6 の画素の輝度差も大きくなる。

【 0 0 3 3 】

したがって、本実施形態によれば、抽出すべき内膜 4 2 や外膜 4 6 に対応する画素の輝度の設定範囲が適切に設定されることから、内膜 4 2 や外膜 4 6 に対応する画素を抽出することができる。それゆえ、抽出された画素により形成される抽出領域 5 8、6 8 の座標データから、内膜 4 2 の内壁 6 0 の位置データや、外膜 4 6 の内壁 6 2 の位置データを的確に検出することが可能になり、I M T を精度よく計測することができる。

【 0 0 3 4 】

また、閾値 σ_1 として、内膜 S P 5 4 の輝度 B 1 と内腔 4 0 に相当する矩形領域 5 6 の平均輝度 B 0 との輝度差、閾値 σ_2 として、外膜 S P 6 4 の輝度 C 1 と中膜 4 4 に相当する矩形領域 6 6 の平均輝度 C 0 との輝度差が設定される。したがって、被検体ごとに閾値 σ_1 と閾値 σ_2 が設定されることになるから、被検体に個体差があるときでも、I M T を精度よく計測することができる。

【 0 0 3 5 】

また、矩形領域 5 6、6 6 の設定位置を予め決めることによって、閾値 σ_1 、閾値 σ_2 が自動的に設定されることになるから、装置の使い勝手が向上する。さらに、本発明の I M T 計測処理は、超音波像 (例えば、B モード像) の輝度データに基づいて行われるものであるから、その処理に対応したソフトウェアを制御部 2 4 に搭載するだけで実現することができる。なお、本実施形態では、ファールウォールの I M T を計測する例を説明したが、ニアウォールの I M T を計測する場合も基本的に同様である。

【 0 0 3 6 】

また、ニアウォール、ファールウォールの識別は設定領域内の輝度分布により自動的に決定することができる。例えば、設定領域を上下二等分したそれぞれの領域において、輝度値の総和が小さい方を血管内腔側と定義し、内腔が設定領域の下側にあればニアウォール、上側にある場合はファールウォールと自動認識することにより、上述の I M T 計測を行うことができる。

【 0 0 3 7 】

(第 2 の実施形態) 本発明を適用した超音波診断装置の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態が、第 1 の実施形態と異なる点は、閾値を可変できるようにしたことにある。

【 0 0 3 8 】

第 1 の実施形態で説明したように、例えば、閾値 σ_1 として、矩形領域 5 6 の平均輝度 B 0 と内膜 S P 5 4 の輝度 B 1 の輝度差が設定されるが、矩形領域 5 6 の画素に生じたノイズなどにより平均輝度 B 0 が対象領域輝度からずれることがある。そこで、操作卓 3 2 を介して閾値 σ_1 を徐々に変化させることにより、抽出領域 4 2 の信ぴょう性を高めることができる。なお、閾値 σ_2 の場合も同様である。

【 0 0 3 9 】

例えば、閾値 σ_1 を可変させる G U I (Graphical User Interface) が表示部 2 2 に表示される。表示された G U I に基づいて、閾値 σ_1 が操作卓 3 2 を介して対話的に例えば徐々に増大する。閾値 σ_1 が可変されるごとに、図 3 の S 1 1 1、S 1 1 2 の処理を実行することによって、各閾値に対応した抽出領域 (例えば、抽出領域 S 1、S 2、S 3 ...) が求められる。求められた抽出領域 S 1、S 2、S 3 ... の各面積を演算し、演算された面積の変化率を求めると、その変化率が比較的急激に変化するところがある。すなわち、閾値 σ_1 を徐々に可変させていくと、内膜 4 2 に対応する画素だけでなく内腔 4 0 に対応する画素も抽出することがある。なお、面積の変化率に代えて、面積差を求めるようにしてもよい。また、外膜 4 6 についても同様である。

【 0 0 4 0 】

すなわち、本実施形態によれば、閾値 σ_1 を徐々に変化させながら、抽出領域の面積が急激に変化するときの閾値を検出することにより、閾値を適切に微調整することが可能になり、I M T 計測の精度を向上させることができる。

【 0 0 4 1 】

(第 3 の実施形態) 本発明を適用した超音波診断装置の第 3 の実施形態について図 7 及び図 8 を参照して説明する。本実施形態が第 1 の実施形態と異なる点は、内膜基準点 5 4 が誤って設定されるおそれを低減することにある。

【 0 0 4 2 】

図 2 (B) に示す輝度分布は、例えばノイズなどに起因して極大点の内腔 4 0 側に複数現れることがあり、内膜基準点 5 4 が内膜 4 2 以外に誤って設定されるおそれがある。そこで、R O I 5 0 内の血管径方向 (深度方向) の輝度分布を血流方向 (横方向) にわたって複数取得し、取得した輝度分布の平均輝度分布曲線に基づいて内膜基準点 5 4 を設定する。

【 0 0 4 3 】

例えば、図 7 に示すように、R O I 5 0 内の血管径方向と平行な任意の 3 方向 7 0、7 1、7 2 が設定される。設定された例えば一方向 7 0 における輝度分布 7 0 a が取得される。他の方向 7 1、7 2 についても同様に、輝度分布 7 1 a、7 2 a が取得される。取得された各輝度分布 7 0 a、7 1 a、7 2 a の平均輝度分布 7 4 が求められる。求められた平均輝度分布 7 4 に現れる極大点のうち、内腔 4 0 側に近い極大点であって輝度勾配が最も大きな最初の点が内膜基準点 5 4 と設定される。これにより、内膜基準点 5 4 を内膜 4 2 以外に誤って設定するおそれを低減することができる。なお、R O I 5 0 内に 3 方向を設定する例を示したが、方向数には制約はない。また、平均輝度を求める例を説明したが、考慮する横方向数点を加味した輝度情報の傾向が判断可能であるとき、その他の統計

処理を用いてもよい。また、外膜基準点64についても同様に設定することができる。

【0044】

また、図8に示すように、輝度分布の内腔40側に複数の極大点が現れることに起因して、内膜基準点80が内膜42以外に誤って設定されたとき、内膜基準点80を現在設定されている極大点から、内腔40から離れた次の極大点に再設定することができる。

【0045】

例えば、第1の実施形態で説明したように、ROI50内の血管壁に垂直方向の輝度分布曲線から内膜基準点80が設定される。設定された内膜基準点80に基づきリージョングローイング法などの領域抽出法が行われる。これによって、血管壁に対応する領域が抽出される。抽出された領域が期待結果から外れたとき（例えば、予め定めた範囲を超えたとき）、内膜基準点80よりも内腔40側から離れて位置する次の極大点が、内膜基準点82として例えば操作卓32を介して再設定される。これにより、内膜基準点54を内膜42により適切に設定することができる。なお、内膜基準点80の変更については、領域抽出後に行ってもよいし、領域抽出前に行うこともできる。領域抽出前に行う場合は、例えば、内膜基準点80として決定された極大点が明らかに内膜42から外れていると認められるときに変更すればよい。なお、外膜基準点64についても同様に設定することができる。

【0046】

以上、第1乃至第3の実施形態に基づいて本発明を説明したが、これに限られるものではない。例えば、第1乃至第3の実施形態では、領域抽出法としてリージョングローイング法を用いた例を説明したが、ブロックマッチング法、SAD法、エッジ抽出法など様々な技術を用いて内腔と内膜の境界、中膜と外膜の境界を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】 本発明を適用した実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図2】 頸動脈の血管壁の厚み方向の断面図を示す超音波像と、血管壁の厚み方向の輝度分布である。

【図3】 内膜の内壁を求める処理を示すフローチャートである。

【図4】 図3の処理を表示画面上で説明する図と、図3の処理結果を示す表示例である。

【図5】 外膜の内壁を求める処理を示すフローチャートである。

【図6】 図5の処理を表示画面上で説明する図と、図5の処理結果を示す表示例である。

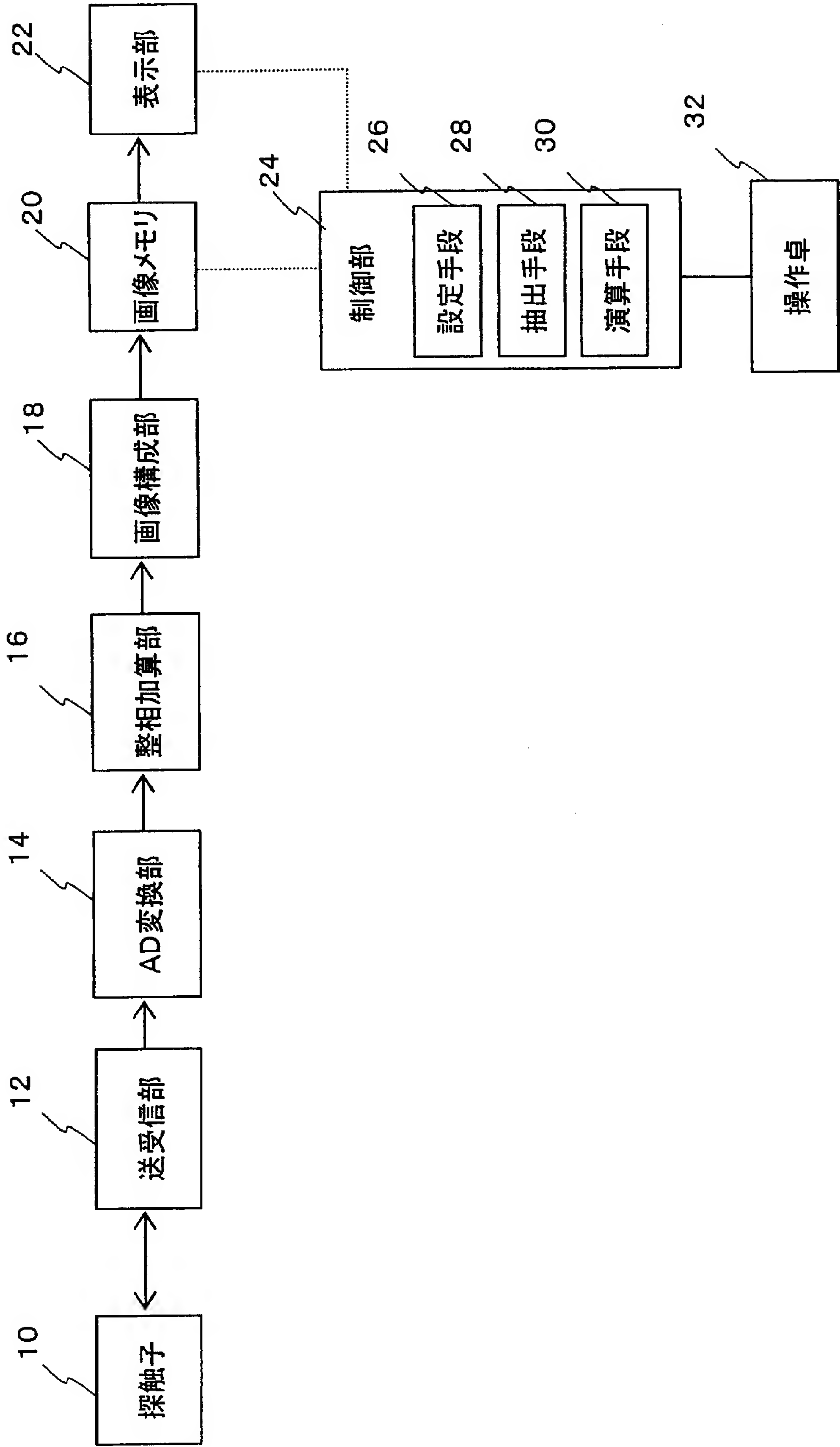
【図7】 内膜基準点の他の決定方法を説明する説明図である。

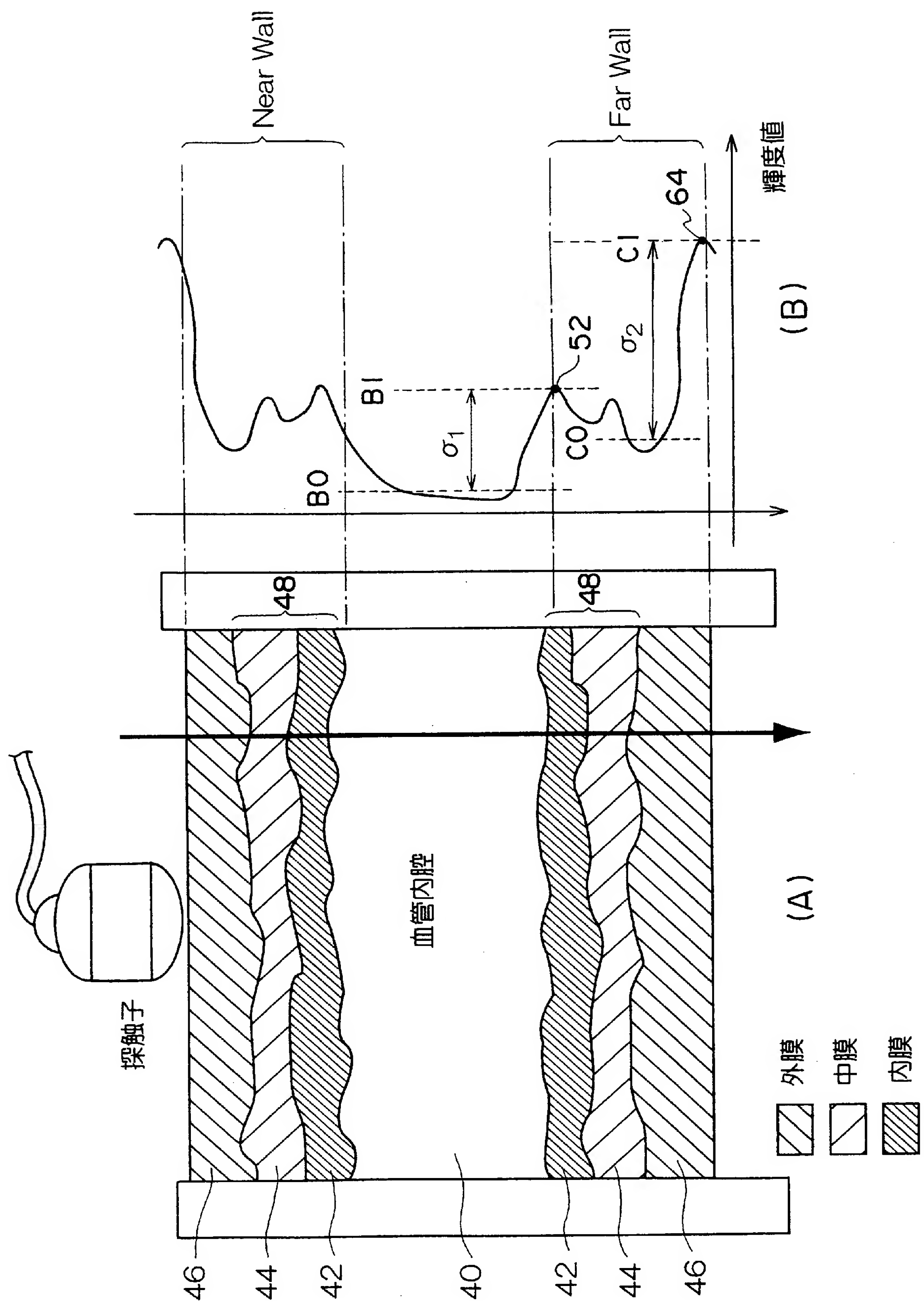
【図8】 内膜基準点の他の決定方法を説明する説明図である。

【符号の説明】

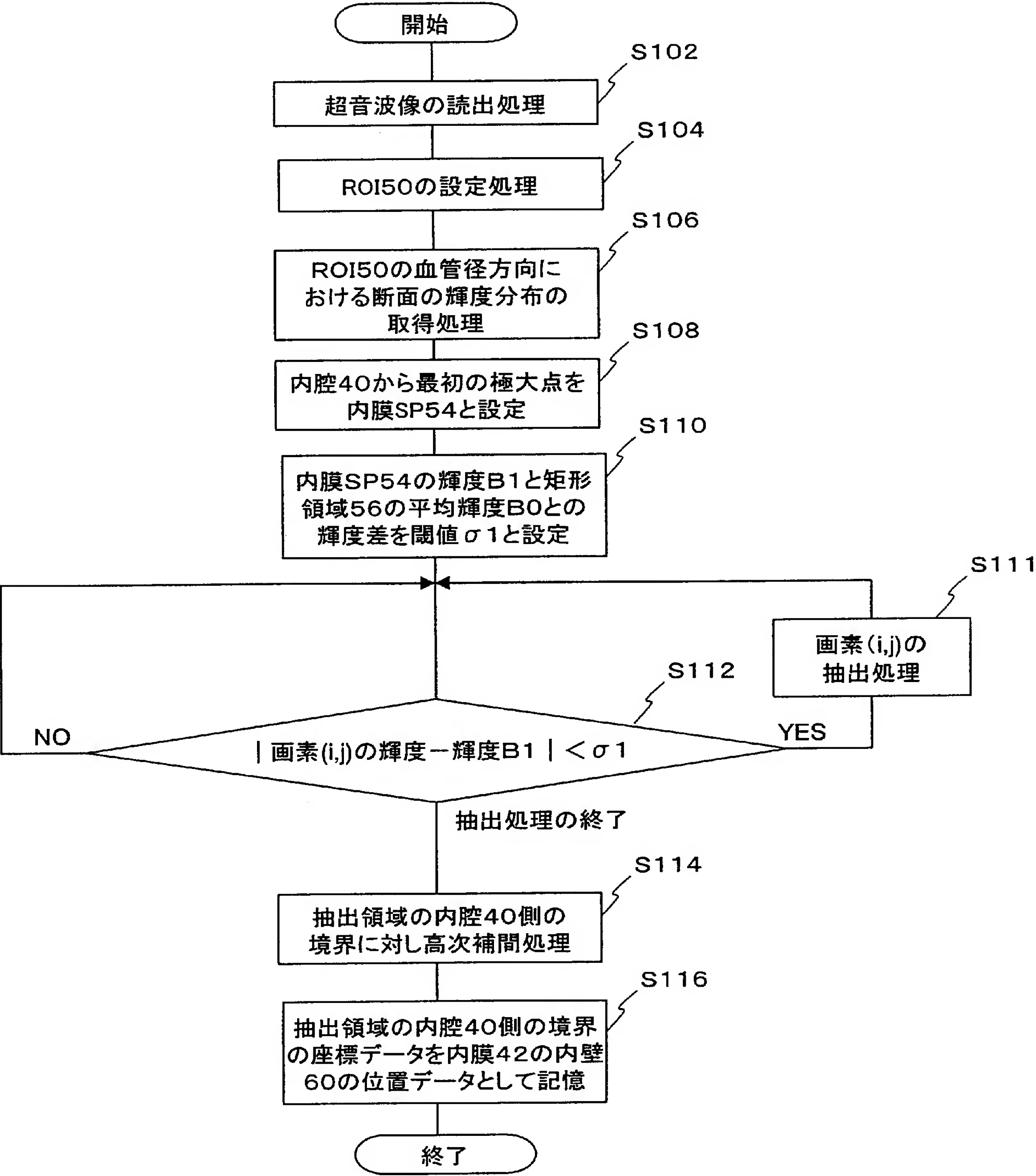
【0048】

- 10 探触子
- 20 画像メモリ
- 24 制御部
- 26 設定手段
- 28 抽出手段
- 30 演算手段
- 32 操作卓
- 54 内膜基準点
- 56 矩形領域
- 58 抽出領域
- 64 外膜基準点
- 66 矩形領域
- 68 抽出領域

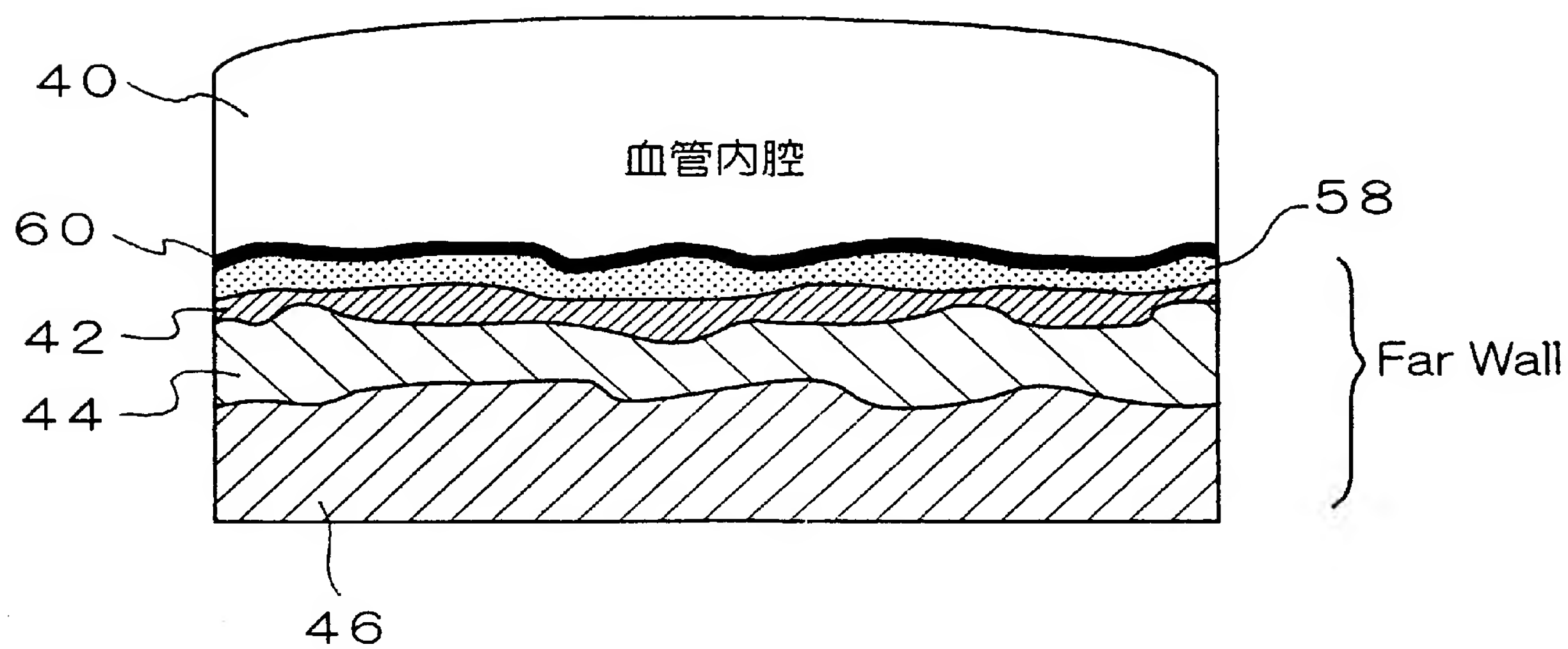
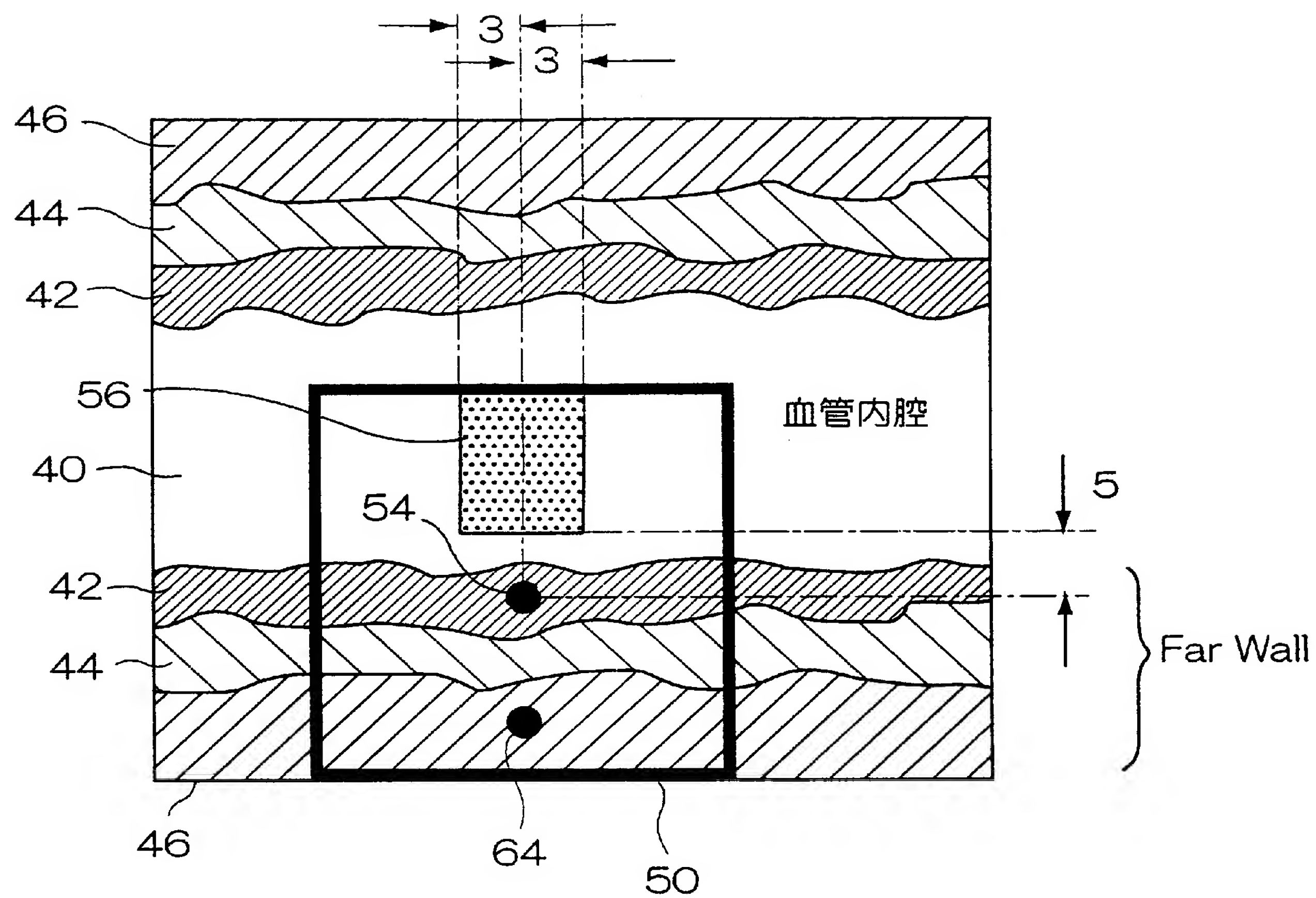




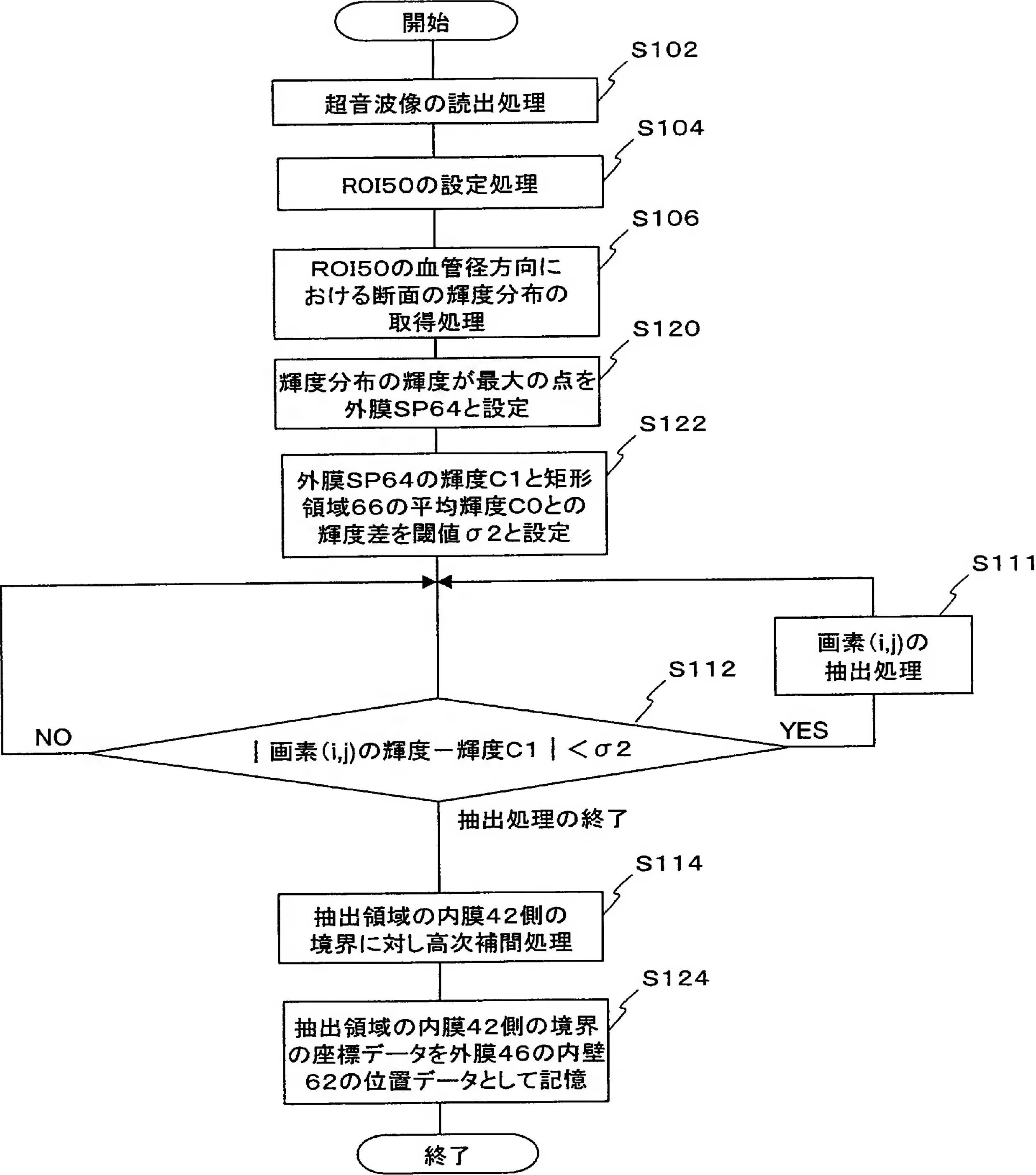
【図 3】



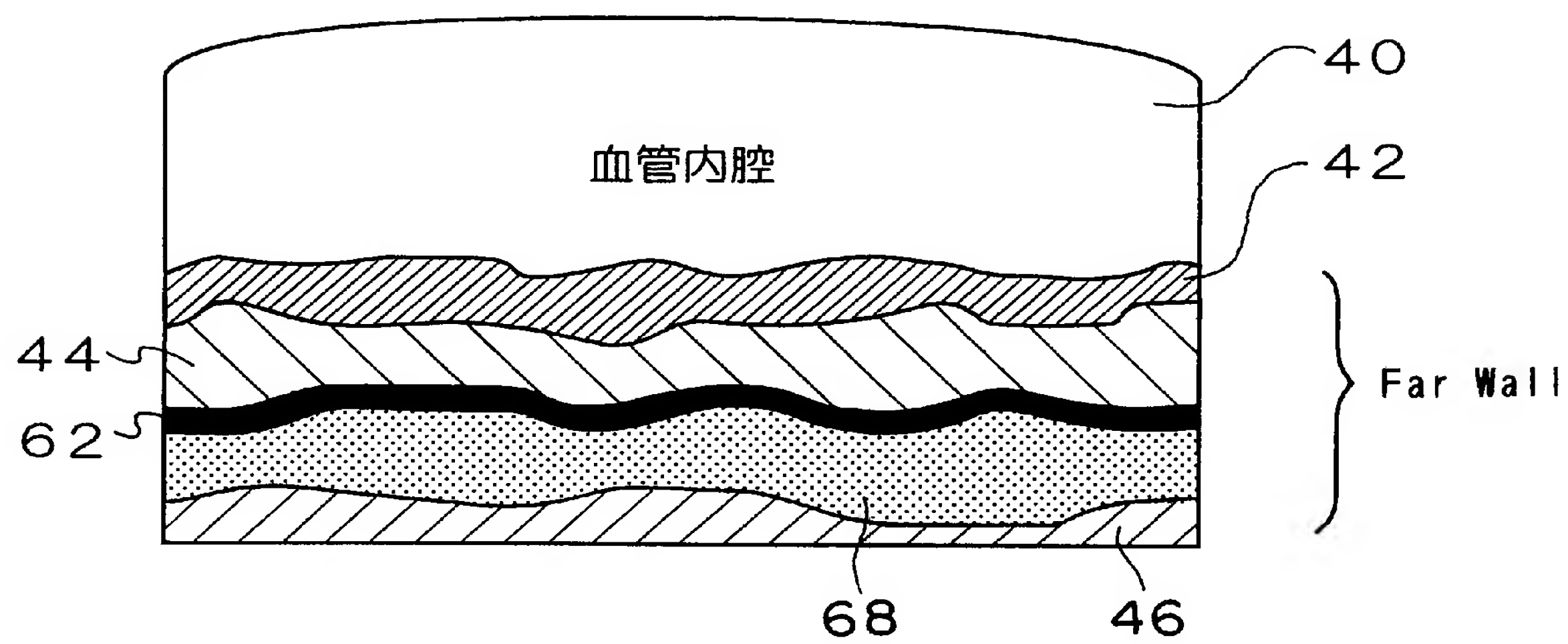
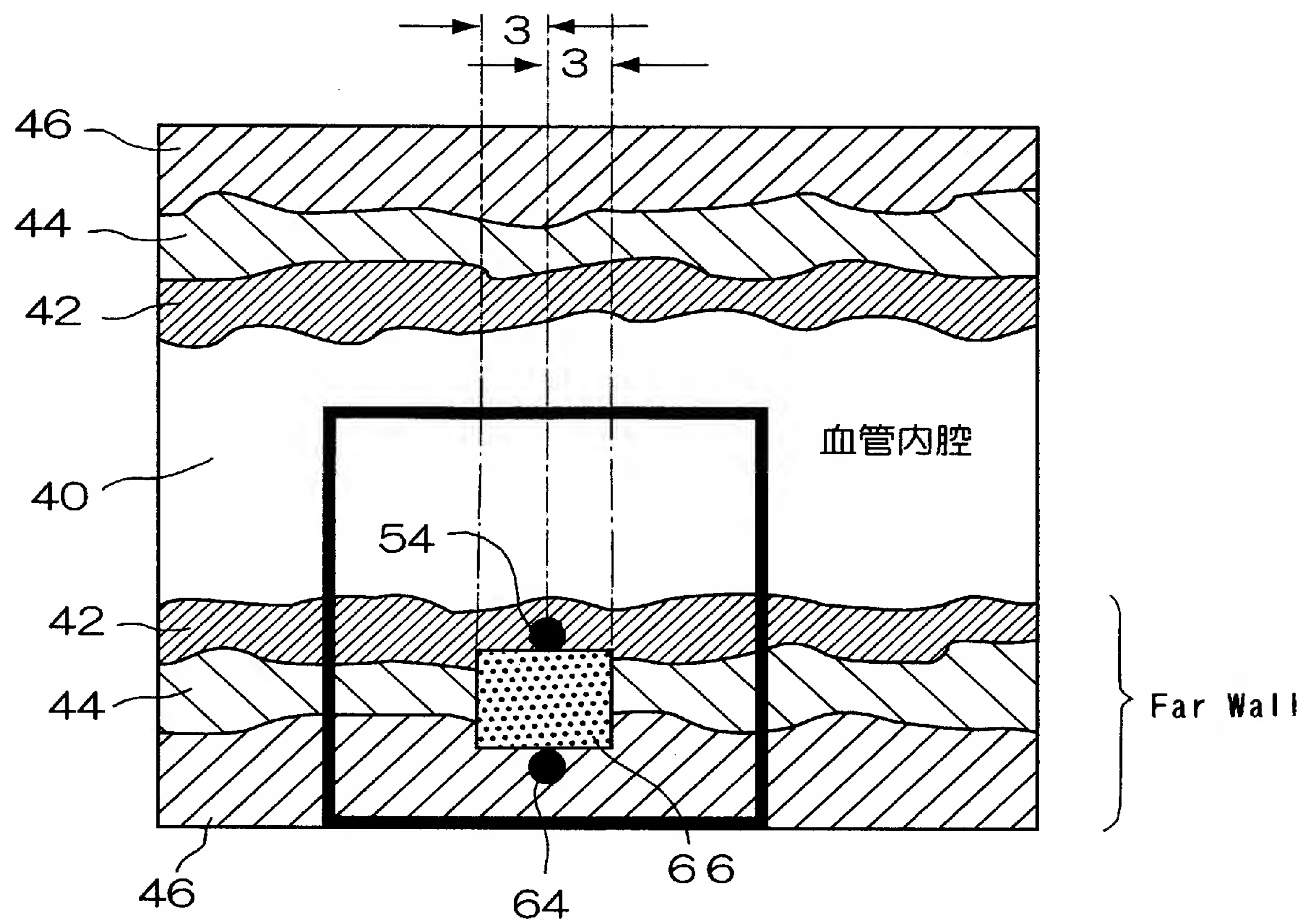
【图4】



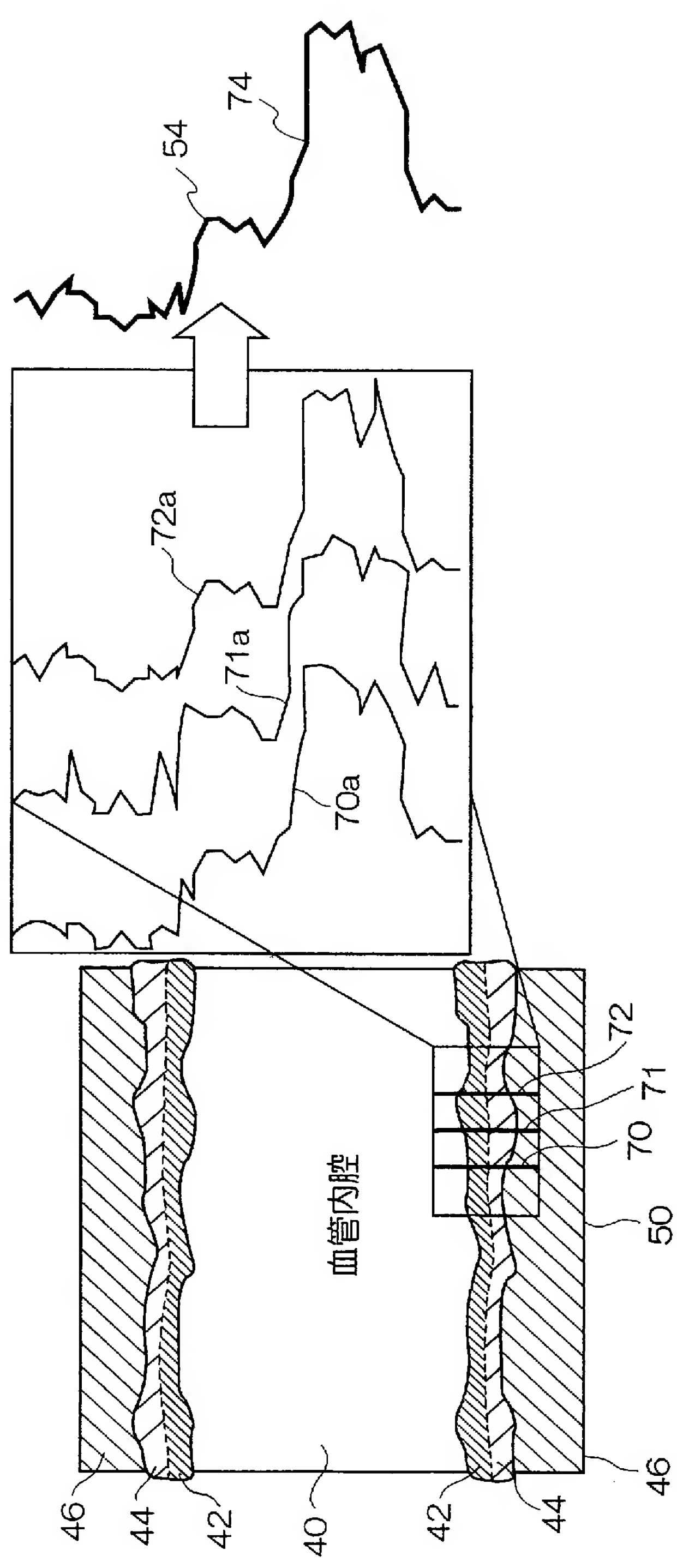
【図 5】



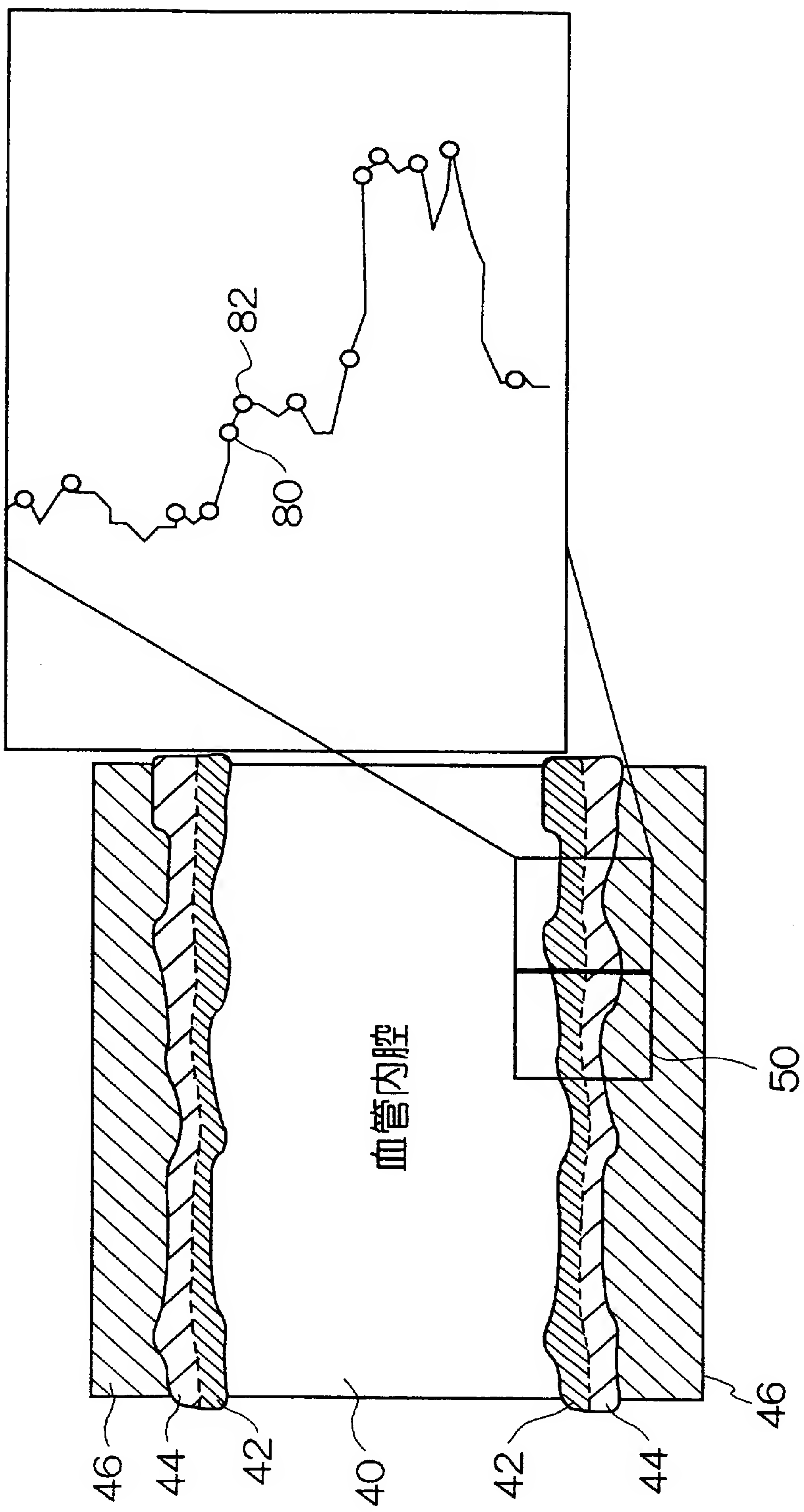
【图 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 I M T 計測の精度を向上させた超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 超音波診断装置は、超音波像が格納される画像メモリ20と、画像メモリ20から読出した超音波像の血管壁の厚み方向の輝度分布を取得し、輝度分布に現れる極大点のうち、内腔40側の極大点を内膜基準点54とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点64として設定する設定手段26と、内膜基準点54又は外膜基準点64を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段28と、内膜基準点54に基づいて抽出された画素により形成される抽出領域58の内腔40側の境界と、外膜基準点64に基づいて抽出された画素により形成される抽出領域68の内膜基準点54側の境界との距離を演算する演算手段30を備える。

【選択図】 図1

出願人履歴

0 0 0 1 5 3 4 9 8

19900810

新規登録

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

株式会社日立メディコ